

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 11-148897

(43)Date of publication of application : 02.06.1999

(51)Int.Cl.

G01N 21/17

A61B 1/00

A61B 10/00

G01B 9/02

(21)Application number : 09-313924

(71)Applicant : OLYMPUS OPTICAL CO LTD

(22)Date of filing : 14.11.1997

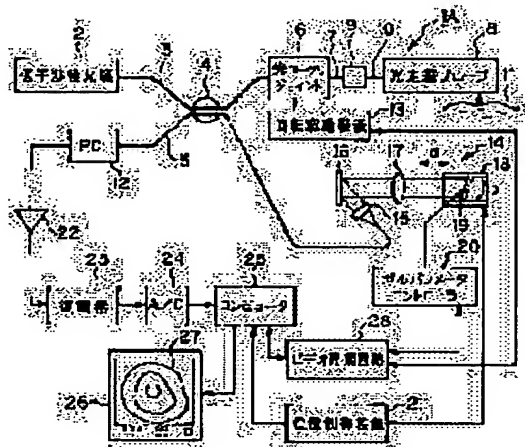
(72)Inventor : KANEKO MAMORU
HIRAO ISAMI
ADACHI HIDEYUKI
TAKIZAWA HIRONOBU

(54) OPTICAL IMAGING APPARATUS

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide an optical imaging apparatus by which a tomogram can be obtained surely even when an optical probe is changed.

SOLUTION: Low interference light, on one side, from a low interference light source 2 is radiated to an organism tissue 11 via an optical scanning probe 8 by a freely detachable connector part 9 from its tip, and the light on the other side is guided to an optical-path-length variable mechanism 15 by a second single mode fiber 5 from a photocoupler 4 in a halfway part. The optical-path-length variable mechanism 14 is provided with a galvanometer mirror 19 whose optical path length is changed so as to correspond to a scanning range and with a one-axis stage 18 which changes an optical path length so as to absorb an irregularity in every length of the optical scanning probe 8. The optical path length is adjusted by the one-axis stage 18 so as to be set to a state capable of detecting the interference light in the scanning range, and a tomogram can be obtained surely.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998,2003 Japan Patent Office

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平11-148897

(43)公開日 平成11年(1999)6月2日

(51)Int.Cl.⁶

識別記号

F I

G 0 1 N 21/17

G 0 1 N 21/17

A

A 6 1 B 1/00

A 6 1 B 1/00

10/00

10/00

E

G 0 1 B 9/02

G 0 1 B 9/02

審査請求 未請求 請求項の数1 O L (全 13 頁)

(21)出願番号

特願平9-313924

(22)出願日

平成9年(1997)11月14日

(71)出願人 000000376

オリンパス光学工業株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(72)発明者 金子 守

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 平尾 勇実

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 安達 英之

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(74)代理人 弁理士 伊藤 進

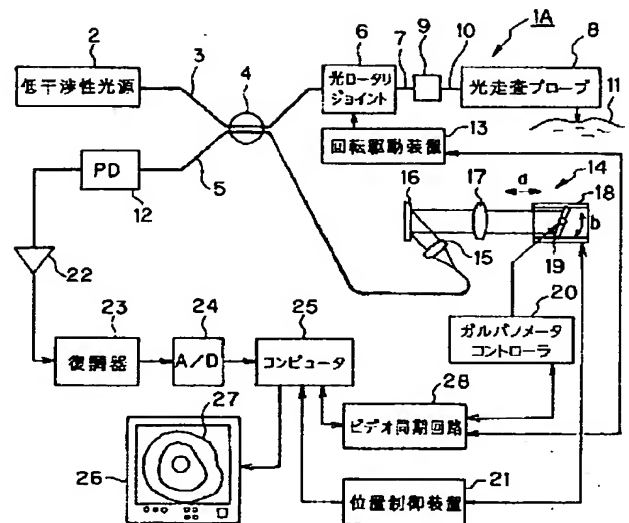
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 光イメージング装置

(57)【要約】

【課題】 光プローブを交換して使用した場合にも、確実に断層像を得ることができる光イメージング装置を提供する。

【解決手段】 低干渉性光源2からの低干渉性光は第1のシングルモードファイバ3により、一方はその先端から着脱自在のコネクタ部9により光走査プローブ8を介して生体組織11に出射され、他方は途中の光カップラ部4から第2のシングルモードファイバ5により光路長の可変機構14に導光される。光路長の可変機構14は走査範囲に対応した光路長を変化するガルバノメータミラー19と、光走査プローブ8の個々の長さのバラツキを吸収するために光路長を変化する1軸ステージ18とを有し、この1軸ステージ18により、光路長を調整して走査範囲で干渉光が検出できる状態に設定することにより、確実に断層像が得られる。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 被検体に低干渉性光を照射し、被検体において散乱した光の情報から被検体の断層像を構築する光イメージング装置であって、

低干渉性光を被検体に伝送するためのシングルモードファイバが内蔵された交換可能な光コネクタ部を持つ光プローブ部と、

前記光プローブ部と接続し、被検体から戻ってきた低干渉性光と基準光とを干渉させるとともに、前記干渉位置を光軸に対し軸方向に走査するため、その走査範囲に対応した伝搬時間を変化する第1の伝搬時間変化手段と、前記交換可能な光コネクタ部の光路長に対応して伝搬時間を変化する第2の伝搬時間変化手段と、を有する光イメージング装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、被検体に低干渉性光を照射し、被検体において散乱した光の情報から被検体の断層像を構築する光イメージング装置に関する。

【0002】

【従来の技術】近年、生体組織を診断する場合、その組織の表面状態の光学的情報を得るイメージング装置の他に、組織内部の光学的情報を得ることのできる光CT装置が提案されている。

【0003】この光CT装置としてはピコ秒パルスを用いて、生体内部の情報を検出し、断層像を得る。しかしながら、ピコ秒パルスオーダの極短パルス光を発生するレーザー光源は高価で大型となり、取扱いも面倒である。

【0004】最近になって、低干渉性光を用いて被検体に対する断層像を得る干渉型のOCT（オプティカル・コヒーレンス・トモグラフィ）が例えば特表平6-511312号公報に開示されている。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】この従来例等では光プローブを交換して使用した場合における個々の光プローブの長さのバラツキを考慮していないので、長さのバラツキのために、断層像を得る範囲が狭くなったり、さらには断層像を得ることができなくなる欠点があった。

【0006】また、体腔内で使用場合には、内視鏡の観察下で使用できるようにすることが望まれ、その場合には内視鏡の鉗子チャンネル内を挿通して使用するが便利であるが、従来例では内視鏡の鉗子チャンネルの長さに応じて交換使用できるものを提案していなかった。

【0007】

【発明が解決しようとする課題】本発明は、上述した点に鑑みてなされたもので、光プローブを交換して使用した場合にも、確実に断層像を得ることができる光イメージング装置を提供することを目的としている。

【0008】

【課題を解決するための手段】被検体に低干渉性光を照

射し、被検体において散乱した光の情報から被検体の断層像を構築する光イメージング装置であって、低干渉性光を被検体に伝送するためのシングルモードファイバが内蔵された交換可能な光コネクタ部を持つ光プローブ部と、前記光プローブ部と接続し、被検体から戻ってきた低干渉性光と基準光とを干渉させるとともに、前記干渉位置を光軸に対し軸方向に走査するため、その走査範囲に対応した伝搬時間を変化する第1の伝搬時間変化手段と、前記交換可能な光コネクタ部の光路長に対応して伝搬時間を変化する第2の伝搬時間変化手段と、を設けることにより、光プローブ部を交換して使用する場合にも、その光プローブ部の光路長がバラツキ等で異なる場合にも、第2の伝搬時間変化手段による伝搬時間の調整により、バラツキ等による影響を吸収でき、所定の走査範囲に対する断層像を確実に得ることができる。

【0009】

【発明の実施の形態】以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

（第1の実施の形態）図1ないし図5は本発明の第1の実施の形態に係り、図1は本発明の第1の実施の形態の光イメージング装置の構成を示し、図2は第1の実施の形態が挿通される内視鏡を示し、図3は第1の実施の形態を構成する光走査プローブ装置の後端側部分を示し、図4は光走査プローブ装置の全体構成を示し、図5は光路長の変化手段の変形例の構成を示す。

【0010】図1に示す光イメージング装置（光断層画像装置）1Aは超高輝度発光ダイオード（以下、SLDと略記）等の低干渉性光源2を有する。この低干渉性光源2はその波長が例えば1300nmで、その可干渉距離が例えば17μm程度であるような短い距離範囲のみで干渉性を示す低干渉性光の特徴を備えている。つまり、この光を例えば2つに分岐した後、再び混合した場合には分岐した点から混合した点までの2つの光路長の差が17μm程度の短い距離範囲内の場合には干渉した光として検出され、それより光路長が大きい場合には干渉しない特性を示す。

【0011】この低干渉性光源2の光は第1のシングルモードファイバ3の一端に入射され、他方の端面（先端面）側に伝送される。この第1のシングルモードファイバ3は途中の光カップラ部4で第2のシングルモードファイバ5と光学的に結合されている。従って、この光カップラ4部分で2つに分岐されて伝送される。

【0012】第1のシングルモードファイバ3の（光カップラ部4より）先端側には、非回転部と回転部とで光を伝送可能な結合を行う光ロータリジョイント6が介挿され、この光ロータリジョイント6内の第3のシングルモードファイバ7の先端に光走査プローブ8のコネクタ部9が着脱自在で接続され、この光走査プローブ8内に挿通され、回転駆動される第4のシングルモードファイバ10に低干渉性光源2の光が伝送（導光）される。

【0013】そして、伝送された光は光走査プローブ8の先端側から被検体としての生体組織11側に走査されながら照射される。また、生体組織11側での表面或いは内部での散乱などした反射光の一部が取り込まれ、逆の光路を経て第1のシングルモードファイバ3側に戻り、光カップラ部4によりその一部が第2のシングルモードファイバ5側に移り、第2のシングルモードファイバ5の一端から光検出器としての例えばフォトダイオード12に入射される。なお、光ロータリジョイント6のロータ側は回転駆動装置13によって回転駆動される。

【0014】また、第2のシングルモードファイバ5の光カップラ部4より先端側には基準光の光路長を変える光路長の変換機構14が設けてある。この光路長の変換機構14は光走査プローブ8により生体組織11の深さ方向に所定の走査範囲だけ走査する光路長に対応してこの走査範囲の光路長だけ高速に変化する第1の光路長変化手段と、光走査プローブ8を交換して使用した場合の個々の光走査プローブ8の長さのバラツキを吸収できるようにその長さのバラツキ程度の光路長を変化できる第2の光路長の変化手段とを備えている。

【0015】第2のシングルモードファイバ5の先端に対向するレンズ15を介してグレーティング16が配置され、このグレーティング(回折格子)16と対向するレンズ17を介してその光軸方向に符号aで示すように移動自在で光路長を変える1軸ステージ18が第2の光路長の変化手段として設けられ、この1軸ステージ18上には微小角度回転可能なガルバノメータミラー19が第1の光路長の変化手段として取付けられており、このガルバノメータミラー19はガルバノメータコントローラ20により、符号bで示すように高速に回転的に振動される。

【0016】このガルバノメータミラー19はガルバノメータのミラーにより反射させるもので、ガルバノメータに交流の駆動信号を印加してその可動部分に取り付けたミラーを高速に回転的に振動させるものである。

【0017】つまり、光走査プローブ8により、生体組織11の深さ方向に所定の距離だけ高速に走査できるようにガルバノメータコントローラ20により、駆動信号が印加され、この駆動信号により符号bで示すように高速に回転的に振動する。

【0018】そして、この回転的振動により第2のシングルモードファイバ5の端面から出射され、ガルバノメータミラー19で反射されて戻り光の光路長は生体組織11の深さ方向に走査する所定の距離の走査範囲だけ変化する。

【0019】つまり、ガルバノメータミラー19により、深さ方向の断層像を得るための第1の光路長の変化手段を形成している。このガルバノメータミラー19による光路長の変化手段はSCIENCE VOL. 276, 1997, pp 2037-2039に開示されてい

る。

【0020】一方、1軸ステージ18は光走査プローブ8を交換した場合に対し、光走査プローブ8の光路長のバラツキを吸収できるだけの光路長の変換範囲を有する第2の光路長の変換手段を形成すると共に、ガルバノメータミラー19による光路長を変えて深さ方向の画像を得る場合に所望とする位置(例えば、光走査プローブ8の先端が生体組織11の表面に密着していない場合でも、1軸ステージ18による光路長を変化させることにより、生体組織11の表面位置から干渉する状態に設定することにより、その表面位置)から画像化することができるようにオフセットを調整するオフセット調整手段の機能も備えているようにしている。

【0021】この1軸ステージ18はステージ移動用のモータを備え、位置制御装置21によりそのモータに駆動信号を印加することにより1軸ステージ18は符号aで示す方向に移動する。

【0022】この光路長の変換機構14で光路長が変えられた光は第2のシングルモードファイバ5の途中に設けたカップラ部4で第1のシングルモードファイバ3側から漏れた光と混合されて、共にフォトダイオード12で受光される。

【0023】なお、例えば第2のシングルモードファイバ5は1軸ステージ18をその可変範囲の中間位置付近に設定した状態では光カップラ部4から第4のシングルモードファイバ9等を経て光走査プローブ8の先端から生体組織11に至る光路長と、第2のシングルモードファイバ5を経て1軸ステージ18上のガルバノメータミラー19で反射される光路長とがほぼ等しい長さとなるように設定されている。

【0024】そして、実際に接続して使用される光走査プローブ8に応じて1軸ステージ18の位置を可変設定することにより、個々の光走査プローブ8の長さのバラツキを吸収し、かつガルバノメータミラー19を高速で回転的振動或いは高速振動させてその基準光側の光路長を周期的に変化することにより、この光路長と等しい値となる生体組織11の深さ位置での反射光とを干渉させ、他の深さ部分での反射光は非干渉にすることができるようにしている。

【0025】上記フォトダイオード12で光電変換された信号はアンプ22により増幅された後、復調器23に入力される。この復調器23では干渉した光の信号部分のみを抽出する復調処理を行い、その出力はA/D変換器24を経てコンピュータ25に入力される。このコンピュータ25では断層像に対応した画像データを生成し、モニタ26に出力し、その表示面にOCT像27を表示する。

【0026】このコンピュータ25は位置制御装置21と接続され、コンピュータ25は位置制御装置21を介して1軸ステージ18の位置の制御を行う。また、コン

10

20

30

40

50

ピュータ 25 はビデオ同期回路 28 と接続され、画像化する際のビデオ同期信号に同期して内部のメモリに断層像データを格納する。

【0027】また、このビデオ同期回路 28 のビデオ同期信号はそれぞれガルバノメータコントローラ 20 と回転駆動装置 13 にも送られ、例えばガルバノメータコントローラ 20 はビデオ同期信号（より具体的には高速及び低速の 2 つのビデオ同期信号における高速の第 1 のビデオ同期信号）に同期した周期で駆動信号を出力し、回転駆動装置 13 はビデオ同期信号（より具体的には低速の第 2 のビデオ同期信号）に同期した周期で第 1 のビデオ同期信号に同期した駆動信号を出力し、回転駆動装置 13 による回転により周方向に光を走査するようにしている。

【0028】第 1 の実施の形態における光走査プローブ 8 は図 2 に示すように内視鏡 31 の鉗子挿通口 32 から鉗子挿通用チャンネルを経てその先端開口から光走査プローブ 8 の先端側を突出させることができる。

【0029】この内視鏡 31 は体腔内に挿入し易いように細長の挿入部 33 を有し、この挿入部 33 の後端には太幅の操作部 34 が設けてある。この挿入部 33 の後端付近には鉗子挿通口 32 が設けてあり、この鉗子挿通口 32 はその内部で鉗子挿通用チャンネルと連通している。

【0030】挿入部 33 内には図示しないライトガイドが挿通され、このライトガイドの入射端を光源装置に接続し、照明光を伝送して挿入部 33 の先端部に設けた照明窓から出射し、患部等を照明する。また、照明窓に隣接して観察窓が設けられ、この観察窓には対物光学系が取り付けられ、照明された患部等を光学系に観察できるようにしている。

【0031】そして、内視鏡 31 の先端部の観察光学系の観察の下で、患部等の注目する部分の生体組織 11 側に光走査プローブ 8 により、低干渉性光を照射し、その生体組織 11 の内部の断層画像データを得て、モニタ 26 の表示面に OCT 像 27 を表示できるようにしている。

【0032】この光走査プローブ 8 の構成を図 3 及び図 4 を参照して以下に説明する。第 1 のシングルモードファイバ 3 の先端側は図 3 に示す光ロータリジョイント 6 内の第 3 のシングルモードファイバ 7 を介して光走査プローブ 8 内に挿通される第 4 のシングルモードファイバ 10 と光学的に結合される。

【0033】第 1 のシングルモードファイバ 3 の先端には回転子受け 36 が設けてあり、この回転子受け 36 の凹部に回転子 37 が嵌合し、両者の間に介挿した 2 箇所軸受け 38 により回転子 37 は（回転されない回転子受け 36 側に対して）回転自在に支持されている。

【0034】回転子受け 36 及び回転子 37 の中心に沿ってそれぞれ第 1 のシングルモードファイバ 3 及び第 3

のシングルモードファイバ 7 が挿通され、両ファイバ 3、7 が対向する端面にはそれぞれ凸レンズ 39、40 を配置して、回転されないファイバ 3 と回転されるファイバ 7 との間で効率良く光の伝送できるようにしている。

【0035】また、回転子 37 は例えばベルト 41 を介して回転駆動装置 13 を構成するモータ 42 のプーリ 43 と連結されている。モータ 42 の回転により、矢印 c で示すように回転子 37 も回転され、従って第 3 のシングルモードファイバ 7 も共に回転される。モータ 42 は回転制御部 44 からのモータ駆動信号により、一定速度で回転駆動する。

【0036】この回転子 37 の先端には光走査プローブ 8 の後端に設けたコネクタ部 9 が着脱自在で接続される。図 4 に示すように光走査プローブ 8 は外套チューブとなる細長で円筒形状のシース 47 の中心軸に沿って第 4 のシングルモードファイバ 10 を配置し、この第 4 のシングルモードファイバ 10 の後端及び先端をコネクタ本体 48 及び先端本体 49 にそれぞれ固定し、この第 4 のシングルモードファイバ 10 を中空で柔軟な回転力伝達部材としてのフレキシブルシャフト 50 で覆うようにしている。このフレキシブルシャフト 50 の内径は第 4 のシングルモードファイバ 10 の外径より僅かに大きい。なお、第 4 のシングルモードファイバ 10 は例えばそのコア径が 9 μ m 程度である。

【0037】シース 47 は例えばポリメチルペンテン製等、（低干渉性光に対して）透明で光透過性が高いチューブで形成されている。また、フレキシブルシャフト 50 は密巻きのコイルを 2 重或いは 3 重にして、柔軟性を有し、一端に加えられた回転を他端に効率良く伝達する機能を有する。このフレキシブルシャフト 50 の後端及び先端もコネクタ本体 48 及び先端本体 49 に固定されている。

【0038】シース 47 の後端にはコネクタ部 9 を形成する円筒状のコネクタカバー 51 に固着され、このコネクタカバー 51 の内側に円柱状のコネクタ本体 48 が 2 箇所設けた軸受け 52 を介して回転自在に支持されている。そして、このコネクタ本体 48 の中心軸に設けた孔に第 4 のシングルモードファイバ 10 の後端が挿入されて接着剤等で固着されている。

【0039】このコネクタ本体 48 の後端面には凸部 53 が設けられ、一方回転子 37 の先端面にはこの凸部 53 に嵌合する凹部 54 が設けてあり、これらは互いに嵌合する。そして、両者を突き当てた状態で回転子 37 を回転した場合にはコネクタ本体 48 も回転する。この回転力がフレキシブルシャフト 50 の後端に付与され、このフレキシブルシャフト 50 によりその先端に伝達し、その先端に取り付けた先端本体 49 を回転させるようにしている。

【0040】図 4 に示すように第 4 のシングルモードフ

ファイバ 10 の先端は先端本体 49 の中心軸に設けた孔に挿入して接着剤等で固着され、第 4 のシングルモードファイバ 10 の先端面の前側の孔径を拡げて第 4 のシングルモードファイバ 10 の先端から出射される光を所定の位置に集光するセルフオックレンズ (GRIN レンズ) 56 を固着している。この GRIN レンズ 56 の先端面には光路を反射により変更するマイクロプリズム 57 を接着剤等で固着している。

【0041】そして、第 4 のシングルモードファイバ 10 で導光され、先端面に所定距離離間して配置された光を GRIN レンズ 56 で集光し、マイクロプリズム 57 で直角方向に反射して、透明のシース 47 を透過させて外部に集光した (低干渉性光による) 出射光 58 を出射できるようにしている。そして、所定の距離で集光される集光点では例えば $10\ \mu\text{m}$ ないし $30\ \mu\text{m}$ 程度の光束径となるようにしている。

【0042】なお、第 4 のシングルモードファイバ 10 の先端面は斜めにカットされ、GRIN レンズ 56 の後面で直接反射された光がこの先端面に入射するのを低減している。また、GRIN レンズ 56 の後面及びマイクロプリズム 57 の前面に反射防止部材をコーティングするなどして反射防止膜 59 を設け、反射光が生じるのを低減している。

【0043】なお、シース 47 の先端は半球状にして先端を閉じている。本実施の形態の光走査プローブ 8 はその全長 l がほぼ $2000\ \text{mm}$ 程度、シース径 d が $2.4\ \text{mm}$ にしている。

【0044】次に本実施の形態の作用を説明する。図示しない内視鏡光源装置からの照明光を内視鏡 31 のライトガイドで導光することにより、挿入部 33 の先端部の照明窓から生体組織 11 側を照明する。照明された生体組織 11 は観察窓の対物光学系により、固体撮像素子に結像され、ビデオプロセッサで信号処理された後、表示用モニタに内視鏡像を表示する。

【0045】低干渉性光での断層像の表示を行う場合には、図 2 に示すように内視鏡 31 の鉗子挿入口 32 に光走査プローブ 8 を通し、鉗子チャンネル内を経て先端開口から光走査プローブ 8 の先端部を突出させる。

【0046】また、この光走査プローブ 8 の後端のコネクタ部 9 を光ロータリジョイント 6 の前端的回転子 37 に接続して図 1 の光イメージング装置 1 を構成する。この場合、接続される光走査プローブ 8 により光路長は少し異なることがある。この状態でガルバノメータコントローラ 28 からの駆動信号でガルバノメータミラー 18 を回転的に振動させてガルバノメータミラー 18 で反射された基準光の光路長を高速で周期的に変化させることにより、生体組織 11 の深さ方向の断層像データを干渉光の抽出により得られるが、光走査プローブ 8 側の光路長と基準光側の光路長とが正しく設定されていないので、例えばガルバノメータミラー 18 側で光路長を最も

短い状態から光路長を長くなるように変えた場合、途中からからしか断層像データが得られない (つまり、浅い表面側では干渉しない状態のために断層像データが得られない) 事態とかこれとは逆に深部側の断層像データが得られないことが起こりえる。

【0047】このために、本実施の形態ではコンピュータ 25 により位置制御装置 21 を介して 1 軸ステージ 18 を符号 a で示す方向に移動させる。具体的には例えば最も光路長が短い状態から少しづつ光路長を長くするように移動させる (図 1 では左側から右側に移動させる)。この場合、ガルバノメータミラー 18 は例えば通常の使用状態と同様に高速に回転的に振動させる。

【0048】この移動により、最初はモニタ 26 には OCT 像 27 が表示されないが、基準光側の光路長が光走査プローブ 8 側の光路長と一致する状態になると、干渉光が発生し、その干渉光部分がモニタ 26 には OCT 像 27 として表示され、次第に表示される OCT 像が広がるようになる。

【0049】そして、例えば注目する関心領域部分がその生体組織表面から所定の走査範囲となる所定の深さまで表示される状態に達したら、図示しないキーボードなどからコンピュータ 25 に移動停止のコマンドなどを入力して 1 軸ステージ 18 の移動を停止させる。

【0050】このようにすると、モニタ 26 には関心領域部分の表面からその深部側まで所定の深さ範囲まで OCT 像 27 として確実に表示されるようになる。

【0051】本実施の形態によれば、走査範囲の光路長に対応して基準光側で高速に光路長を変化する手段と共に、実際に使用される光走査プローブ 8 に応じて基準光側での光路長を可変できるようにしているので、光走査プローブ 8 を交換した場合にも一部しか或いは全く断層像が得られないような事態を回避でき、確実に走査範囲に対する断層像を得ることができる。

【0052】また、本実施の形態における光走査プローブ 8 では、その中心軸に沿って配置した第 4 のシングルモードファイバ 10 を回転駆動し、その先端側に設けた GRIN レンズ 56 及びマイクロプリズム 57 も回転駆動することにより、光走査プローブ 8 の中心軸に垂直な方向に対して低干渉光を安定して走査でき、従って周方向に 2 次元的に広がり、深さ方向の断層像を安定して得ることができる。

【0053】具体的には、例えば狭い管腔内壁部分でこのように周方向の走査を行って周方向の断層像を得ることにより、内視鏡 31 による表面状態の観察と、断層像による表面を含むその内部の病変部位の性状を検出するなどの診断を有効に行うことができる。

【0054】また、他の使用例として例えば、内視鏡 31 により体腔内の生体組織 11 において、患部等の注目する部位を観察し、その内部の状態を主に観察したい場合には、注目する部位に光走査プローブ 8 の先端の側面

を接近させて（例えば光走査プローブ 8 の先端の側面を注目する部位の表面とほぼ平行にする）、同様に周方向の走査により断層像を得る。

【0055】そして、表示の際には全周方向の断層像を表示しないで、注目する部位を含む狭い範囲をモニタ 26 に表示するようにしても良い。この場合には、広い管腔内部でも適用できる。また、狭い管腔部位でもその一部に対する詳細な断層像を得る場合にも適用できる。

【0056】また、このように全周に対する断層像を得る場合と全周の一部の領域に対する断層像を得る場合とで、回転速度（換言すると走査速度）を変更できるようにしても良い。

【0057】第 1 の実施の形態における光路長の変換手段は 1 軸ステージ 18 とその 1 軸ステージ 18 に設けたガルバノメータミラー 19 で構成したが、図 5 に示す変形例の光路長の変換手段 14' のように 1 軸ステージ 18 を用いないで、レンズ 17 とガルバノメータミラー 19 との間の光路上に、3 角プリズム状のミラー 61 を配置し、このミラー 61 の両斜面上で反射された光路上にさらに反射するミラー 62 を配置し、このミラー 62 を移動

手段としてのリニアアクチュエータ 63 に取付け、このリニアアクチュエータ 63 に駆動信号を印加することによって対向するミラー 61 との光路に沿って符号 e で示す方向にミラー 62 を移動することによって、光走査プローブ 8 を交換した場合等にその光路長のバラツキ等を吸収できるようにしても良い。

【0058】なお、第 2 の光路長の変化手段としての 1 軸ステージ 18 或いはリニアアクチュエータ 63 は電気的な駆動信号の印加によりガルバノメータミラー 19 或いはミラー 62 を移動すると説明したが、手動で移動するようにしても良い。

【0059】（第 2 の実施の形態）次に図 6 及び図 7 を参照して本発明の第 2 の実施の形態を説明する。図 6 は本発明の第 2 の実施の形態の光イメージング装置の構成を示し、図 7 は光路長の変換手段を示し、図 7 (A) はそのの平面図を示し、図 7 (B) は図 7 (A) の A-A' 断面図でその構成を示す。

【0060】図 6 に示す第 2 の実施の形態の光イメージング装置 1 B は図 1 の光イメージング装置 1 A における基準光側での光路長の変換手段とは異なる構成の光路長の変換手段或いはより広義の伝搬時間の可変機構 64 を用いている。

【0061】つまり、第 2 のシングルモードファイバ 5 の先端側は第 1 の伝搬時間の変化手段を構成する円板状の piezo 素子 65 に巻回した後に、この piezo 素子 65 から端部を延出し、その端部に対向してレンズ 66 が配置され、このレンズ 66 に対向して第 2 の伝搬時間の変化手段を構成する 1 軸ステージ 18 に取り付けられたミラー 67 が配置されている。

【0062】1 軸ステージ 18 は光走査プローブ 8 の光

路長の違い等を吸収するためのものであり、位置制御装置 21 によりその移動量を設定でき、piezo 素子 65 は駆動装置 68 から交流の駆動信号が印加される。第 2 のシングルモードファイバ 5 の先端側が巻回された piezo 素子 65 は図 7 (A) 及び (B) に示すように、円板状の piezo 板 69 の両面に電極 70 a, 70 b が設けられ、両電極 70 a, 70 b の上に第 2 のシングルモードファイバ 5 が同心状に巻回された状態で図示しない接着剤等で電極 70 a, 70 b 面に固着されている。

【0063】両電極 70 a, 70 b 間には駆動装置 68 から交流の駆動信号が印加され、この駆動信号の印加により piezo 板 69 は半径方向に伸縮し、この伸縮に引きずられるようにして巻回された第 2 のシングルモードファイバ 5 も伸縮し、この伸縮に応じてその光路長も変化するし、また、第 2 のシングルモードファイバ 5 が伸縮した場合に、その内部を伝搬する光の伝搬速度もドップラ現象で変化する。

【0064】そして、この場合の伝搬時間の変化幅が走査範囲の光路長を伝搬する時間と一致するように駆動信号の振幅を設定できるようにしている。

【0065】その他は第 1 の実施の形態と同様である。

【0066】また、本実施の形態は基本的に、第 1 の実施の形態と同様の作用を有する。また、第 1 の実施の形態と同様の効果を有する。

【0067】（第 3 の実施の形態）次に図 8 及び図 9 を参照して本発明の第 3 の実施の形態を説明する。図 8 は本発明の第 3 の実施の形態の光イメージング装置の構成を示し、図 9 は光ディレイラインの構造を示す。第 1 及び第 2 の実施の形態では光路長に個体差がある 1 種類の光走査プローブに対応できるようにしたものであるが、本実施の形態は長さが異なる光走査プローブを用いた場合にも対処できるようにしたものである。

【0068】図 8 に示す第 3 の実施の形態の光イメージング装置 1 C は図 1 の光イメージング装置 1 A において、光走査プローブ 8 の代わりに長さが異なる 2 種類の光走査プローブ 8 A, 8 B が選択使用できるようにすると共に、使用する光走査プローブ 8 A 又は 8 B に応じて光路長を変更するために、例えば第 2 のシングルモードファイバ 5 の先端側には光ディレイライン 71 が設けられている。この光ディレイライン 71 はコンピュータ 25 により、内部の光路長を変更できるようにしている。

【0069】光走査プローブ 8 A 及び 8 B はそれぞれ使用される内視鏡のチャンネルに挿通して使用され、例えば気管支の検査に使用される気管支用内視鏡が使用される場合にはプローブの全長が 1.5 m の光走査プローブ 8 A が使用され、大腸検査に使用される大腸用内視鏡が使用される場合にはプローブの全長が 3.0 m の光走査プローブ 8 B が使用される。

【0070】図 9 は光ディレイライン 71 の構造を示す。第 2 のシングルモードファイバ 5 における光カップ

ラ部4側の端部とレンズ15側の端部との間にはそれぞれ光スイッチ72A、72Bが配置され、各端部がレセプタクル73を介して接続される。これらの光スイッチ72A、72Bの間には光路長が異なる2本のシングルモードファイバ74A、74Bが配置されている。例えば、シングルモードファイバ74Bはシングルモードファイバ74Aよりも長く、その光路長の差は光走査プローブ8Aと8Bとの光路長の差に殆ど一致するように設定してある。

【0071】また、シングルモードファイバ74Aの長さは、光カップラ部4で分岐して光走査プローブ8Aを経て生体組織11の表面付近で反射されて光カップラ部4に戻るまでの光路長と、このシングルモードファイバ74Aを経て光路長の変換機構14で反射されて光カップラ部4に戻るまでの光路長とが殆ど一致する光路長となるように設定されている。

【0072】光スイッチ72I (I=A又はB)は、第2のシングルモードファイバ5の端部に対向してロッドレンズ75が配置され、このロッドレンズ75に対向する駆動機構76Iにはプリズム77Iが設けてあり、コンピュータ25からの駆動信号を端子78Iを介して印加することにより、プリズム77Iの位置を実線で示す位置と点線で示す位置に移動させることができるようにしている。

【0073】このプリズム77Iがロッドレンズ75に対向する位置に設定された場合には、第2のシングルモードファイバ5の端部に対向するロッドレンズ75を経た光はこのプリズム77Aにより反射されて、この反射された側の光路上に配置されたロッドレンズ80を介してレセプタクル73に接続される一方のシングルモードファイバ74Aの端部に導光される。

【0074】また、このプリズム77Iがロッドレンズ75に対向する位置から退避した位置に設定された場合には、第2のシングルモードファイバ5の端部に対向するロッドレンズ75を経た光は駆動機構76Iを素通りして、プリズム79に入射し、このプリズム79により反射され、さらにロッドレンズ80を介して他方のシングルモードファイバ74Bの端部に導光される。

【0075】このようにして、プローブ全長が短い光走査プローブ8Aが接続された場合には、光ディレイライン71のシングルモードファイバ74Aを選択し、プローブ全長が長い光走査プローブ8Bが接続された場合には、光ディレイライン71のシングルモードファイバ74Bを選択することにより長さが異なる光走査プローブ8A、8Bの場合にも同種類の光走査プローブでバラツキで長さが異なる場合と同様に使用できる。なお、本実施の形態では2つの光走査プローブ8A、8Bの場合で説明したが、3つ以上の場合にも適用できることは明らかである。

【0076】(第4の実施の形態)次に図10及び図1

1を参照して本発明の第4の実施の形態を説明する。図10は本発明の第4の実施の形態の光イメージング装置の構成を示し、図11は変形例におけるプローブ把持部の構造を示す。

【0077】第1ないし第3の実施の形態までは、光走査プローブの光路長のバラツキ等を吸収するための第2の光路長の変換手段或いはより広義には伝搬時間の変換手段を基準光側に設けているが、本実施の形態では光走査プローブ側に設けたものである。

【0078】図10に示す第4の実施の形態の光イメージング装置1Dは図1の光イメージング装置1Aにおいて、第1のシングルモードファイバ3の先端側の端部に光走査プローブ81のレンズ82aを内蔵したコネクタ部82が接続され、第2のシングルモードファイバ5の先端側には途中でループ部3aを設け、端部に対向して光路長の変換手段83が設けてある。

【0079】この光路長の変換手段83は例えばレンズ84とこのレンズ84に対向配置されたミラー85と、このミラー85を符号fで示す方向に移動するアクチュエータ86とを有する。このアクチュエータ86には駆動装置87からの駆動信号が印加され、ミラー85を高速で移動する。つまり、この光路長の変換手段83は第1の光路長の変換手段を形成している。

【0080】光走査プローブ81は体腔内88に挿入される挿入部89を有し、この挿入部89の後端には術者が把持する把持部90が設けられ、この把持部90からケーブル91が延出され、このケーブル91の端部のコネクタ部82を第1のシングルモードファイバ3の端部に接続することにより、このケーブル91内に挿通されたシングルモードファイバ92aは第1のシングルモードファイバ3と光結合する。

【0081】このシングルモードファイバ92aで伝送された光は把持部90内のレンズ93a、93bにより挿入部89内に挿通されたシングルモードファイバ92bに伝送される。

【0082】このシングルモードファイバ92bはフレキシブルシャフト94内に配置されてその後端と先端とでフレキシブルシャフト94に固着されている。このフレキシブルシャフト94の後端側と先端側はそれぞれ軸受け95a、95bで回転自在に支持されている。

【0083】また、フレキシブルシャフト94の後端はギヤ96aに固着され、このギヤ96aは回転支持部材97で回転自在に支持されている。このギヤ96aはステッピングモータ98に取り付けたギヤ96bと噛合し、回転駆動される。このステッピングモータ98はモータ99に取り付けたピニオンギヤ99aに噛合するリニア状のギヤ部100aを下面に設けたラック100の上に固着されており、図10の符号gで示す方向に移動自在にして、第2の光路長の変換手段を形成している。なお、回転支持部材97もその下端がラック100に固

着されている。

【0084】フレキシブルシャフト94の先端にはプリズム101が固着され、シングルモードファイバ92bで伝送した光を直角方向に反射して、先端部89aの透明シース102を透過して体腔内88の壁面103側に伝送した光を照射する。

【0085】上記駆動装置87はビデオ同期回路28に接続され、ステッピングモータ98及びモータ99は位置制御装置21に接続される。

【0086】その他の構成は図1と同様である。本実施の形態では、モータ99によって、光走査プローブ81内のシングルモードファイバ92b及びプリズム101をシングルモードファイバ92bの軸方向に移動できるようにしているの、実際に使用する光走査プローブ81の光路長などが異なる場合にも、それに応じてモータ99を回転させて移動することにより、深さ方向の断層像を得ることができる。

【0087】なお、図10において、さらに基準光側に第2の光路長可変手段を設けた場合には、モータ99によりラック100を移動することにより、3次元断層像を得ることができるようにすることもできる。

【0088】図11は図10の光走査プローブ81の変形例における把持部内の駆動部111の構成を示す。図11ではフレキシブルシャフト94の後端は駆動部111内のラジアル回転部112を構成するモータ113の軸に固着され、この軸に固着したギヤ114はギヤ115を介してロータリエンコーダ116に固着したギヤ117に噛合している。モータ113とロータリエンコーダ116とはラジアル回転部支持部材118に固着され、このラジアル回転部支持部材118は駆動力伝達部材119に固着され、この駆動力伝達部材119のネジ孔にはボールネジ軸120が螺合し、このボールネジ軸120はステッピングモータ121に連結されている。そして、ステッピングモータ121が回転することにより、駆動力伝達部材119と共にラジアル回転部112をボールネジ軸120の軸方向、つまり符号hで示す方向に移動することができるようにしている。

【0089】なお、フレキシブルシャフト94内を挿通されたシングルモードファイバ92bはモータ113内にも挿通され、この端部に対向するラジアル回転部支持部材118の孔を経てレンズ93b、93aと対向し、レンズ93aに対向するシングルモードファイバ92aと光を伝送できるようにしている。

【0090】また、図12は光走査プローブ81の第2の変形例の先端側の構成を示す。図12に示す第2の変形例の光走査プローブ131では挿入部132の先端部133が透明シース134で形成され、この挿入部132内にはシングルモードファイバ135が挿通されたフレキシブルシャフト136が挿通され、このシングルモードファイバ135はフレキシブルシャフト136の先

端で固着され、このフレキシブルシャフト136の先端に固着したプリズム137の斜面にした反射面により直角方向に反射されて出射面から体腔内138の内壁139側に低干渉性光を出射すると共に、反射光を逆方向に伝送する。

【0091】透明シース134の基端付近にはリング141が介挿され、透明シース134内に充満したグリセリン或いはフロリナート等の液体142が漏れるのを防止するシール手段を形成している。グリセリン或いはフロリナート等の液体142はプリズム137とほぼ同じ屈折率を有するので、プリズム137の光出射及び光入射の端面の周囲に充満することにより、プリズム137のこの端面での反射による光伝送効率が低下するのを防止の防止できる。

【0092】また、プリズム137の反射面に隣接する部分には空気143が充満された空気室144が形成されている。

【0093】従って、このプリズム137の斜面の反射面に接する部分にプリズム137の屈折率より小さい空気143の層が形成されるので、プリズム137の斜面の反射面で光を全反射させることができ、やはり光の伝送効率を向上できる。

【0094】その他は図10の光走査プローブ81と同様の構成である。なお、低干渉性光は生体組織への透過性が良い赤外の波長域でも良いし、浅い走査範囲で良い場合には可視の波長域でも良い。

【0095】図13は第3の変形例における光路長の変換機構141を示す。この光路長の変換機構141は図1において、第2のシングルモードファイバ5の先端に配置され、第2のシングルモードファイバ5の先端に対向配置された平行光束にするレンズ142と、1軸ステージ18上に配置され、平行光束で入射される光を音波により、透明媒質中に周期的な屈折率分布を空間的に作ることにより偏向させて出射する音響光学偏向器143と、この音響光学偏向器143の出射端側に配置された平行光束にするレンズ144と、このレンズ144を経た光を反射するミラー145と、音響光学偏向器143に駆動信号を印加する駆動装置146とを有する。

【0096】駆動装置146は音響光学偏向器143を構成する例えばピエゾ素子に印加周波数を変えるスイープ発振器からの駆動信号を印加することにより、空気などの透明媒質中に周期的な屈折率分布、つまり回折格子のピッチを変えて偏向角度を変えるようにする。この偏向により、ミラー145で反射されて戻る光路長或いは伝搬時間は変化する。これを高速で周期的に行うことにより、走査範囲に対する光路長或いは伝搬時間だけ変化させる。

【0097】なお、駆動装置146はビデオ同期回路28に接続され、ビデオ同期信号と同期して印加周波数をスイープする。

【0098】なお、上述した各実施の形態等を部分的に組み合わせて構成される実施の形態等も本発明に属する。

【0099】【付記】

1. 被検体に低干渉性光を照射し、被検体において散乱した光の情報から被検体の断層像を構築する光イメージング装置であって、

低干渉性光を被検体に伝送するためのシングルモードファイバーが内蔵された交換可能な光コネクタ部を持つ光プローブ部と、

前記光プローブ部と接続し、被検体から戻ってきた低干渉性光と基準光とを干渉させるとともに、前記干渉位置を光軸に対し軸方向に走査するため、その走査範囲に対応した伝搬時間を変化する第1の伝搬時間変化手段と、前記交換可能な光コネクタ部の光路長に対応して伝搬時間を変化する第2の伝搬時間変化手段と、を有する光イメージング装置。

【0100】2. 付記1において、前記第1及び第2の伝搬時間変化手段はガルバノメータミラーと1軸ステージの組み合わせである。

3. 付記1において、前記第1の伝搬時間変化手段はピエゾ素子とシングルモードファイバーの組み合わせであり、第2の伝搬時間変化手段は1軸ステージである。

【0101】4. 付記1において、前記第1の伝搬時間変化手段はガルバノメータミラーであり、第2の伝搬時間変化手段は複数の光反射部材と1軸ステージの組み合わせである。

5. 付記1において、前記光プローブ部は内視鏡の鉗子チャンネル内に挿通可能な細長く柔軟な筒状のシースである。

【0102】6. 付記5において、光をシースの長手方向に回転走査するため、前記シース内に回転自在なフレキシブルシャフトとシングルモードファイバーで形成され、その基端部は取り外し可能な光コネクタを合わせ持っている。

7. 付記6において、前記光コネクタはシングルモードファイバ同士の突き当てとなっている。

【0103】8. 被検体に低干渉性光の照射し、被検体において散乱した光の情報から被検体の断層像を構築する光イメージング装置であって、低干渉性光を被検体に伝送するためのシングルモードファイバーが内蔵された交換可能な光コネクタ部を持つ光路の異なる複数の種類を持つ光プローブ部と、前記光プローブ部と接続し、被検体から戻ってきた低干渉光と基準光とを干渉させるとともに、前記干渉位置を光軸に対し軸方向に走査するための第1の伝搬時間変化手段と、前記光プローブ部の種類に応じた異なる光路を持ち、前記光プローブ部の種類に合わせ光路長を切換可能な光ディレイ部を持つ光イメージング装置。

【0104】9. 付記8において、光ディレイ部は光ス

イッチと複数の長さの異なるシングルモードファイバーの組み合わせである。

10. 付記1において、前記第1の伝搬時間変化手段は前記走査範囲に対応した伝搬時間を高速に変化させる。

【0105】11. 付記1において、前記第1の伝搬時間変化手段は前記走査範囲に対応した伝搬時間を高速かつ周期的に変化させる。

12. 付記1において、前記第2の伝搬時間変化手段は被検体の注目する部分で設定した前記走査範囲で断層像が得られるように伝搬時間を可変設定する。

【0106】13. 可視から赤外の波長域の低干渉性光源と、該光源からの光を伝送する光導波路と、周方向へ反射させ回転するプリズムミラーと生体からの散乱光等を検出する検出部と、表示する表示部からなる光イメージング装置に於いて、上記プリズムミラー周囲に満たされた上記プリズムミラーと略同屈折率の光透過性流体と、上記プリズムミラーの反射面の裏側に設けられた流体収納部と、上記流体収納部に収納された低屈折率流体と、を備えたことを特徴とする光イメージング装置。

14. 付記13において、上記低屈折率流体が空気である。

【0107】

【発明の効果】以上説明したように本発明によれば、被検体に低干渉性光を照射し、被検体において散乱した光の情報から被検体の断層像を構築する光イメージング装置であって、低干渉性光を被検体に伝送するためのシングルモードファイバーが内蔵された交換可能な光コネクタ部を持つ光プローブ部と、前記光プローブ部と接続し、被検体から戻ってきた低干渉性光と基準光とを干渉させるとともに、前記干渉位置を光軸に対し軸方向に走査するため、その走査範囲に対応した伝搬時間を変化する第1の伝搬時間変化手段と、前記交換可能な光コネクタ部の光路長に対応して伝搬時間を変化する第2の伝搬時間変化手段と、を設けているので、光プローブ部を交換して使用する場合にも、その光プローブ部の光路長がバラツキ等で異なる場合にも、第2の伝搬時間変化手段による伝搬時間の調整により、バラツキ等による影響を吸収でき、所定の走査範囲に対する断層像を確実に得ることができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1の実施の形態の光イメージング装置の構成を示すブロック図。

【図2】第1の実施の形態が挿通される内視鏡を示す図。

【図3】第1の実施の形態を構成する光走査プローブ装置の後端側部分を示す断面図。

【図4】光走査プローブ装置の全体構成を示す断面図。

【図5】光路長の変化手段の変形例の構成を示す図。

【図6】本発明の第2の実施の形態の光イメージング装置の構成を示すブロック図。

17

18

【図 7】 光路長の変可手段を示し、図 7 (A) はその平面図、図 7 (B) は図 7 (A) の A-A' 断面図。

【図 8】 本発明の第 3 の実施の形態の光イメージング装置の構成を示すブロック図。

【図 9】 光ディレイラインの構造を示す図。

【図 10】 本発明の第 4 の実施の形態の光イメージング装置の構成を示すブロック図。

【図 11】 第 4 の実施の形態の第 1 の変形例における光走査プローブの駆動部の構成を示す図。

【図 12】 第 4 の実施の形態の第 2 の変形例における光走査プローブの先端側の構成を示す図。

【図 13】 第 3 の変形例における光路長の変可機構を示す図。

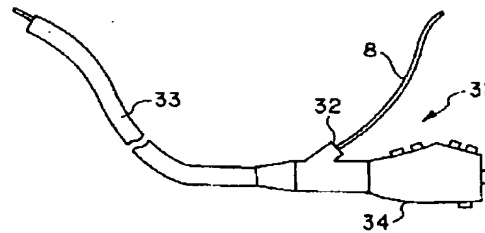
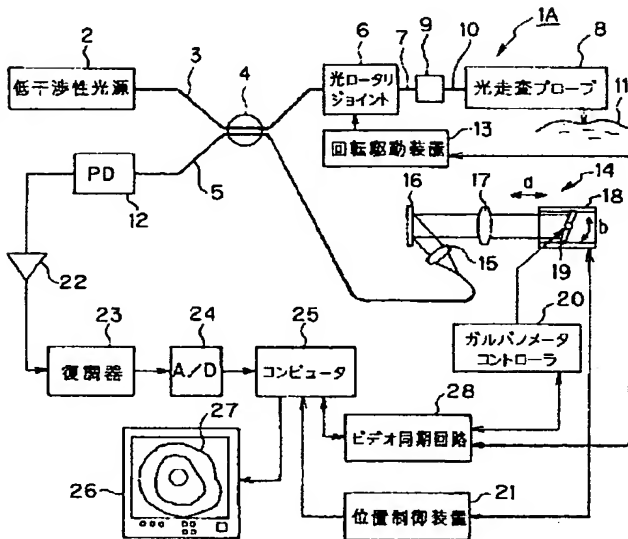
【符号の説明】

- 1…光イメージング装置
- 2…低干渉性光源
- 3…第 1 のシングルモードファイバ
- 4…光カップラ部
- 5…第 2 のシングルモードファイバ
- 6…光ロータリジョイント

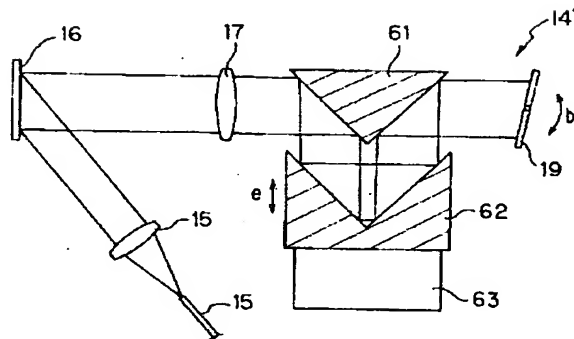
- 7…第 3 のシングルモードファイバ
- 8…光走査プローブ
- 9…コネクタ部
- 10…第 4 のシングルモードファイバ
- 11…生体組織
- 12…フォトダイオード (PD)
- 13…回転駆動装置
- 14…光路長の変可機構
- 16…グレーティング
- 18…1 軸ステージ
- 19…ガルバノメータミラー
- 20…ガルバノメータミラーコントローラ
- 21…位置制御装置
- 25…コンピュータ
- 26…モニタ
- 31…内視鏡
- 47…シース
- 50…フレキシブルシャフト
- 56…GRIN レンズ
- 57…マイクロプリズム

【図 1】

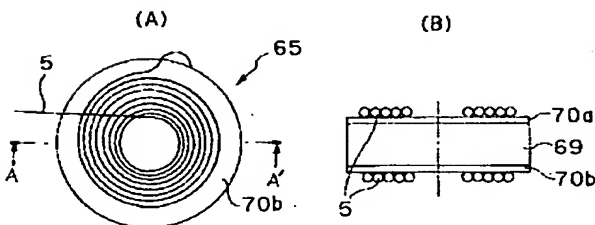
【図 2】



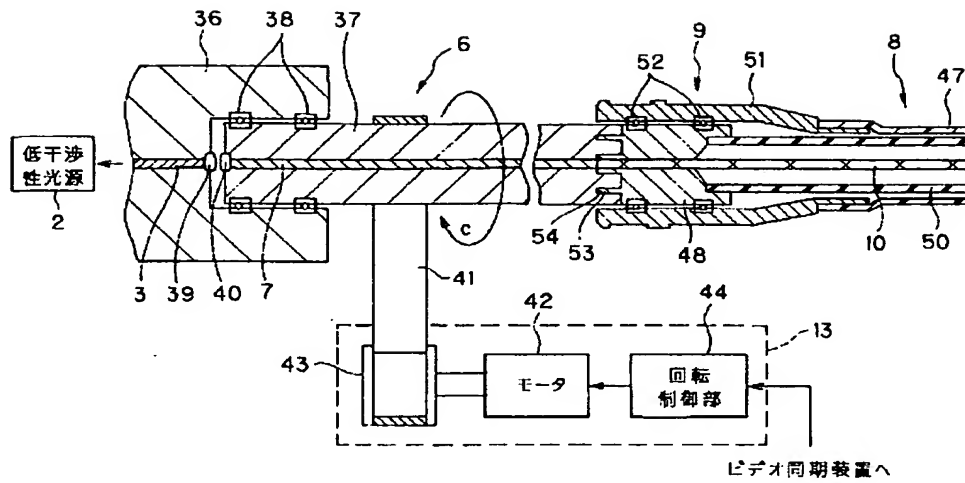
【図 5】



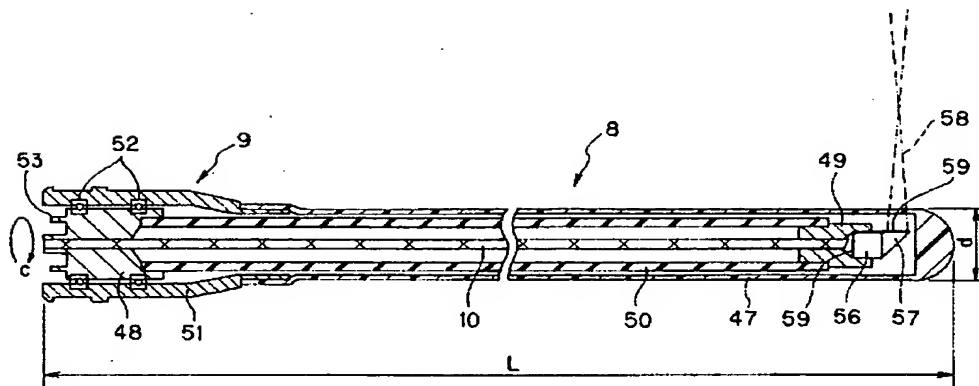
【図 7】



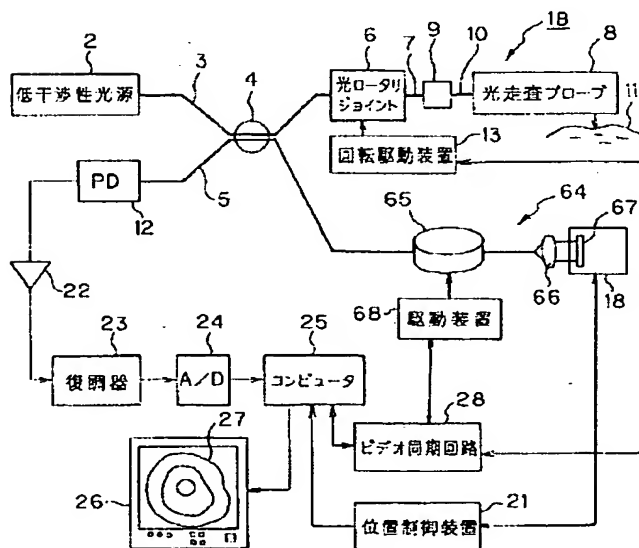
【図 3】



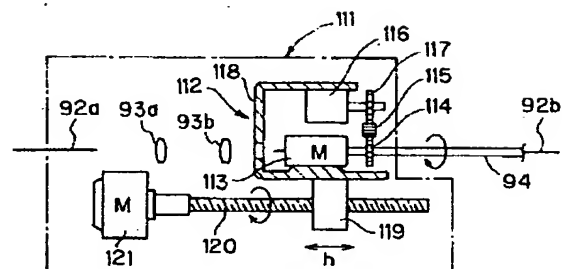
【図 4】



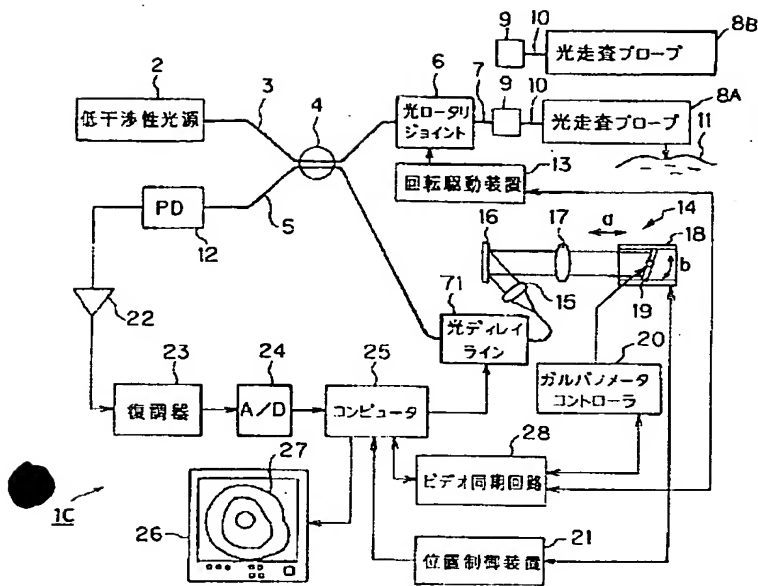
【図 6】



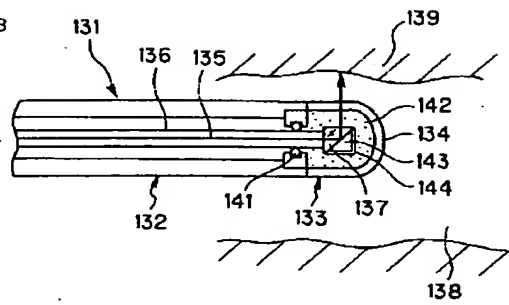
【図 11】



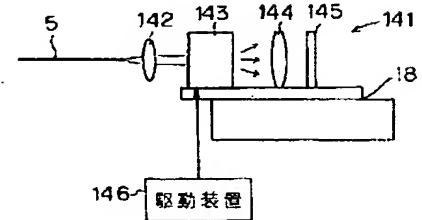
【図 8】



【図 12】



【図 13】



【図 9】

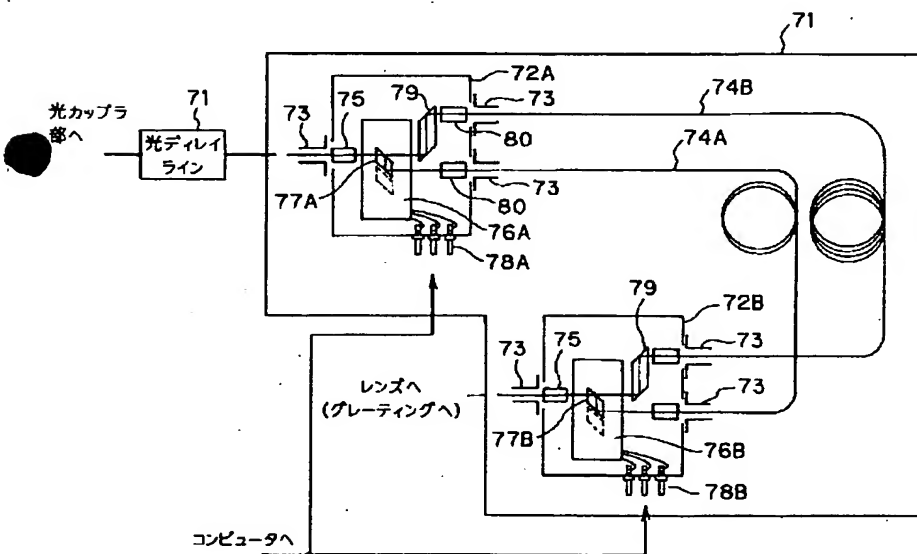


Figure 1 is a block diagram of a laser scanning system. The system includes a laser source (2) that emits light through a beam splitter (3) and a lens (4) to a scanning unit (81). The scanning unit (81) contains a rotating mirror (91) and a galvanometer (92a, 92b) that directs the beam onto a target (103). A photodiode (PD, 12) receives reflected light, which is then amplified (22) and processed by a feedback loop (23, 24, 25) and a video synchronization circuit (27, 28). A position control unit (21) and a drive unit (85, 87) are also shown, along with a display (26) showing a target image.

(72)発明者 瀧澤 寛伸
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内